

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-202007

(43)Date of publication of application : 22.07.1994

(51)Int.Cl.

G02B 23/26

A61B 1/04

(21)Application number : 04-349449 (71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

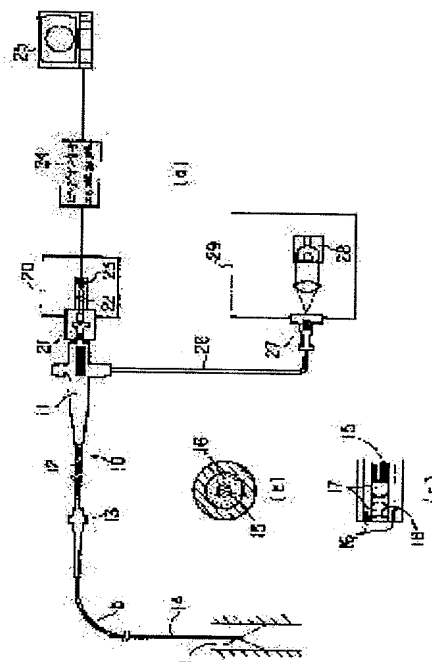
(22)Date of filing : 28.12.1992 (72)Inventor : ONO KATSUYA

## (54) ENDOSCOPE OBSERVATION SYSTEM

(57)Abstract:

PURPOSE: To obtain the observation optical system which has nearly the same component precision and assembly precision as conventional one and is sufficiently clear even in the endoscope observation system using an image guide having an extremely thin diameter such as a blood vessel endoscope, etc.

CONSTITUTION: In the endoscope observation system which includes an objective 17, the image guide 15, and an objective or relay lens 22, the exit-pupil side numerical aperture(NA) of the objective 17 is made larger than the maximum incidence side numerical aperture(NA) of the objective or relay lens 22.



\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.\*\*\* shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

---

## CLAIMS

---

[Claim(s)]

[Claim 1]An endoscope observation system making the number of the maximum injection openings of an objective optical system larger than the number of the maximum incidence openings of an eyepiece optical system in an endoscope observation system characterized by comprising the following.

An objective optical system.

An image guide.

An eyepiece optical system.

[Claim 2]The endoscope observation system according to claim 1, wherein normalized radio frequency of said image guide is ten or less.

[Claim 3]The endoscope observation system according to claim 1 or 2, wherein the number of the maximum injection openings of said objective optical system is smaller than a numerical aperture of said image guide.

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

---

## DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application]Especially this invention relates to the endoscope observation system which uses the image guide of a minute diameter.

[0002]

[Description of the Prior Art]The common endoscope observation system which transmits the image of a photographic subject using an image guide, It is constituted by the relay lens system for making acceptance surfaces, such as CCD, carry out image formation of the eyepiece for carrying out magnified observation of the image of the objective lens system to which the incident end face of the image guide is made to carry out image formation of said photographic subject, and the emitting end surface of said image guide, or its image. In this case, the numerical apertures (NA) by the side of 2-4, and outgoing radiation of the f number are [ the luminosity of an object lens ] 0.25-0.125. It is a grade. This has maintained and determined the balance of depth of field and the luminosity of an illumination system.

The numerical aperture (NA) by the side of 2 and its incidence of the f number of an eyepiece or a relay lens is about 0.25 thing.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]By the way, the narrow diameter endoscope whose outer diameter of an insert portion is hundreds of micrometers as an endoscope for blood vessels is put in practical use in recent years. Since an image guide and the light guide of such a kind of endoscope are very thin, the luminosity tends to be insufficient for it. When connecting two or more observation optical systems and building an optical system generally, the luminosity of an optical system is determined by the luminosity of the darkest optical system.

[0004]Therefore, it is made to make the outgoing radiation side numerical aperture (NA) of the optical system located in the front side of the image guide which spreads the image of a photographic subject, and the incidence side numerical aperture (NA) of the optical system located in the backside of the image guide match in such an optical system. For example, in an endoscope system, the optical system nearest to the object side is an object lens, and if the outgoing radiation side numerical aperture of the object lens becomes 0.25, the numerical aperture of

an image guide will design the numerical aperture by the side of incidence of 0.25 or more, an eyepiece, or a relay lens to 0.25. Under the present circumstances, usually in consideration of the assembly error of an optical system, etc., a margin is given to the luminosity of the optical systems (in this case, an image guide, an eyepiece, etc.) of the backside. And in order to make this optical system bright, it is necessary to raise all the luminosities of each optical system.

[0005]However, an eyepiece and a relay lens become high magnification for an image guide to be a narrow diameter. For this reason, when it is brighter than before, and is got blocked and the incidence side numerical aperture is enlarged, it is necessary to make very severe the part precision and assembling precision of an eyepiece or a relay lens, and there is a situation that it is not desirable.

[0006]This invention was made paying attention to said technical problem, and an object of this invention is to be able to be made to perform observation bright enough about the average also in the endoscope [ assembling precision / part precision or ] observation system using extra-narrow image guides, such as an endoscope for blood vessels, moreover conventionally.

[0007]

[Means for Solving the Problem and its Function]This invention transmitted an image incorporated by an objective optical system by an image guide, and made the number of the maximum injection openings of said objective optical system larger than the number of the maximum incidence openings of an eyepiece optical system in observation or an endoscope observation system which carries out image formation through an eyepiece optical system (a relay optical system is included.). This invention makes normalized radio frequency of said image guide ten or less. The number of the maximum injection openings of said objective optical system makes this invention smaller than a numerical aperture of said image guide. According to these, bright observation can be performed as much as possible in spite of an extra-narrow image guide.

[0008]Hereafter, the circumstances which reached this invention are described. It is known that a core diameter can generally treat propagation of light in a sufficiently large optical fiber in geometric optics to wavelength. As drawing 1 shows, when an optical fiber which consists of the core 1 and the clad 2 is assumed, a beam of light which entered into the core 1 of this optical fiber by the incidence angle  $\theta$  is ejected from an emitting end of that optical fiber at the same angle  $\theta$ . Thus, if a path of the core 1 is in a sufficiently large optical fiber to wavelength, Since it is thought that the angle  $\theta$  into which a beam of light enters is held within an optical fiber, old has been designed so that the incidence side numerical aperture (NA) of an eyepiece or a relay lens and the number of injection side openings of an object lens (NA) may become the same value.

[0009]However, when using an optical fiber of what is called a minute diameter whose core diameter is about several times the wavelength, it is considered that are not suitable and it is necessary to treat an endoscope observation system in wave optics to treat light which spreads an optical fiber in geometric optics. Then, wave optics view examines an endoscope observation system.

[0010]Only light in the specific state (mode) of satisfying a characteristic equation drawn from a wave equation within an optical fiber of a minute diameter spreads.

Peculiar intensity distribution to which each modes of these are called a mode pattern on an emitting end surface of an optical fiber appears. On the emitting end surface, drawing 2 and drawing 3 set a horizontal axis as the radial distance  $r$  (micrometer) from a fiber center, and show an example of an intensity pattern in each mode which made a vertical axis intensity (a peak is standardized and displayed on 1).

[0011]Next, when light is emitted from the emitting end surface a of the optical fiber 3 supposing a coordinate system as shown by drawing 4, the luminous intensity distribution (intensity)  $I$  on the luminous-intensity-distribution measuring plane b are the sum of the Fraunhofer diffraction of each mode pattern, and can express this with the following (1) type.

[0012]

[Equation 1]

$$u_n(x_i, y_i) = \frac{1}{j \lambda z_i} \exp \left[ j \frac{2\pi}{\lambda} \left\{ z_i + \frac{x_i^2 + y_i^2}{2 z_i} \right\} \right] \iint_{-\infty}^{\infty} v_n(x_0, y_0) \exp \left[ -j 2\pi \left( \frac{x_i x_0 + y_i y_0}{\lambda z_i} \right) \right] dx_0 dy_0$$

$$I(x_i, y_i) = \sum_n a_n u_n^2(x_i, y_i) \quad (n \text{ は整数}) \quad (1)$$

$v_n$  is a function showing the amplitude in each mode on the emitting end surface a of a fiber here, The coefficient as which  $u_n$  expresses the amplitude in each mode in the luminous-intensity-distribution measuring plane b, and  $a_n$  expresses the size of a mode function, It is a subscript in which the distance from the emitting end surface a of a fiber to the luminous-intensity-distribution measuring plane b,  $x_0$ , and  $y_0$  show the coordinates on the emitting end surface a, and  $x_i$ , and, as for  $y_i$ , the coordinates in the luminous-intensity-distribution measuring plane b and  $n$  show each mode in the coordinate system which shows  $\lambda$  on wavelength and shows  $z_i$  by drawing 1.

[0013]Drawing 5 and drawing 6 show each mode pattern on the luminous-intensity-distribution measuring plane b respectively corresponding to each mode pattern in the optical fiber mentioned above. A horizontal axis is the degree theta of emitting angle, and a vertical axis standardizes and expresses a peak to 1 as an arbitrary scale. By the way, since the ratio of the intensity in each mode which spreads the inside of an optical fiber will change if the f number or the numerical aperture of an object lens changes, the mode pattern on the emitting end surface a of an optical fiber also changes. Then, the light distribution pattern in each mode on the luminous-intensity-distribution measuring plane b also changes according to it. The intensity distribution which compounded each mode pattern on the emitting end surface a, and the intensity distribution which compounded each mode pattern on the luminous-intensity-distribution measuring plane b also change according to it, respectively.

[0014]Synthetic intensity distribution on the emitting end surface a of an optical fiber according to each numerical aperture is shown by drawing 7 - each part

figure (a) in drawing 10. Each of this part figure (a) sets a horizontal axis as the radial distance  $r$  (micrometer) from one certain fiber center, and displays an intensity pattern for a vertical axis as intensity (a peak is standardized to 1). Here, an intensity pattern about the next fiber is also set and displayed.

[0015] Similarly intensity distribution and its luminous intensity distribution on the luminous-intensity-distribution measuring plane  $b$  which carried out fitting of the mode pattern of composition actually obtained corresponding to each mode with a mode function are shown by drawing 7 – each part figure (b) in drawing 10. In each of this part figure (b), a horizontal axis is the degree  $\theta$  of emitting angle, and a vertical axis standardizes a peak to 1 on an arbitrary scale, and displays intensity distribution.

[0016] And a calculated value according [ a solid line in each of this part figure (b) ] to the aforementioned (1) formula and a dotted line show an actual measurement. Here, both are abbreviated-in agreement. The specification of an image guide used for these measurement and calculations is as follows.

[0017] Core diameter -- 2.22micromNA -- 0.5 pixel number -- About 3,000 length -- 1.5-mV value -- 6.34 ( $\lambda = 550$  nm)

By the way, a luminosity of an image acquired through an eyepiece or a relay lens is a total amount of light which has passed along the inside of an opening of these lens systems. It becomes what integrated with a portion which corresponds inside an opening among luminous-intensity-distribution intensity obtained by the aforementioned (1) formula. Therefore, it is the light volume in a range (when the  $f$  number is 2, one side is less than 14.5 degrees) corresponding inside this opening, and an image acquired will become bright if this light volume increases.

[0018] However, in an optical fiber which can be treated in geometric optics, even if it makes an outgoing radiation numerical aperture (NA) of an object lens larger than the number of maximum mandibular movements by the side of incidence of an eyepiece or a relay lens (NA), an image acquired does not become bright. All lights of a larger portion than the greatest opening of an eyepiece pass along the outside of an opening by the side of an eyepiece among openings of an object lens, and this is because it will be kicked.

[0019] On the other hand, when it was an optical fiber whose core diameter is several micrometers and a numerical aperture of an object lens was enlarged, it turned out that the amount of intensity in a part of modes (for example, high order mode) increases.

[0020] Namely, when luminous intensity distribution in each mode are investigated in such a kind of optical fiber, each of that mode, Since it has intensity altogether inside the greatest opening (they will be 14.5 degrees of one side if the  $f$  number becomes two) of an eyepiece, when an opening of an object lens is made larger than maximum mandibular movements of an eyepiece, a luminosity of an image acquired will increase.

[0021] As drawing 11 mentioned later shows, the outgoing radiation side  $f$  number of an image guide is fixed to "2", and the outgoing radiation side total light volume ratio when changing the  $f$  number of an object lens is shown. According to this, even if an object lens becomes brighter than the  $f$  number of the outgoing radiation side optical system, it turns out that light volume still increases. If an opening of an

object lens is made larger than the greatest opening of an eyepiece, a luminosity of an image acquired will increase.

[0022]

[Example] Hereafter, based on an example, it explains still more concretely. Drawing 12 shows the rough composition of the endoscope system for blood vessels which applied one example of this invention. This endoscope 10 has extended the flexible insert portion 14 via the flexible extension wands 12 and the grasping part 13 from the hand part 11. The image guide fiber 15 and the light guide fiber 16 are allocated in the part among these, as shown in the part figure (b) of the figure, it arranges centering on the image guide fiber 15, and the light guide fiber 16 is arranged in same mind at the outside.

[0023] As shown in the part figure (c) of the figure, it extracts as the two object lenses 17 which constitute an objective optical system ahead of the incidence apical surface of the image guide fiber 15 in the tip part of the insert portion 14, and 18 is provided. The opening of this diaphragm 18 is immobilization, for this reason, the numerical aperture of an objective optical system becomes settled by the f number of that object lens 17, and it is the number of the maximum injection openings of an objective optical system.

[0024] The emitting end surface of the image guide fiber 15 is arranged at the eye contacting part in the hand part 11 of the endoscope 10. TV camera 20 is attached to the eye contacting part of the endoscope 10, enabling free attachment and detachment, focus adjustment, the image size regulatory mechanism 21, and the relay lens 22 are formed in TV camera 20, and these constitute the eyepiece optical system. Image formation of the image of the emitting end surface of the image guide fiber 15 by the side of said endoscope is carried out to the image reception area of the solid state image pickup device 23 through this. The imaging signal from the solid state image pickup device 23 is changed into a video signal in the video signal processing circuit 24, and is transmitted to the viewing monitor 25. On the other hand, the hand side of said light guide fiber 16 is led to the connector 27 through the cable 26, and is connected to the light equipment 29 with the lamp 28, enabling free attachment and detachment.

[0025] Since an endoscope part is in the system of such composition independently, it fits DISUPO(throwing away)-ization. Even when use parts differ and required luminosities differ, it can respond only by exchanging an endoscope part. Since it can respond only by changing each part, without the spec. rise of TV camera 20 or the light equipment 29 also changing the whole system, it is dramatically economical.

[0026] The incidence (maximum) side numerical aperture (NA) of the relay optical system of a TV camera is 0.25.

The outgoing radiation side numerical aperture (NA) of the object lens 17 is about 0.36 (f number 14).

The image guide fiber 15 uses the thing of the core diameter of 2 micrometers, 3000 pixels, the numerical aperture 0.5, and 3.5 m in length a multicomponent system. In the case of the system which observes an object image not using a relay lens system but using an eyepiece, NA (or f number) of an eyepiece should just be considered instead of NA of a relay lens. In this case, what is necessary is

just to use a value when carrying out inverse tracking of the beam of light from the ejection side to the incidence side as the f number of an eyepiece, and it is connected with the relation of the following (2) types to the incidence side numerical aperture.

[0027]

[Equation 2]

$$\text{接眼レンズFNo.} = \frac{1}{2 \times \text{入射NA}} \quad (2)$$

In this case, the solid line of drawing 11 shows change of the luminosity of a picture when the f number of the object lens 17 of the endoscope 10 is changed. Even if the f number of the object lens 17 becomes brighter than the f number of the relay lens 22, it turns out that light volume is increasing.

[0028] The rate of an increase will become small, if the rate of the increase in light volume has large outgoing radiation side numerical aperture (NA) and (1 / 2 f numbers) of an object lens and they exceed the numerical aperture of a fiber from the numerical aperture (NA) of a fiber, when small. As for the outgoing radiation side numerical aperture of an object lens, since degradation of the image quality by the flare or a cross talk comes to be conspicuous when the numerical aperture of an image guide is exceeded, it is desirable that it is below the numerical aperture of an image guide. The increase in such light volume is remarkable with a fiber with a comparatively small value of the normalized radio frequency V, and is [ a V value ] especially large. [ of the effect in ten or less fiber ] If a V value becomes larger than this, in order to approach a geometric optics field, an effect will decrease. The normalized radio frequency V here is defined by the following (3) types. lambda expresses wavelength and, as for a, a core radius,  $n_1$ , and  $n_2$  express the refractive index of a core and a clad, respectively.

[0029]

[Equation 3]

$$V = \frac{2\pi}{\lambda} a \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad (3)$$

The image guide of a quartz system may be sufficient as the image guide fiber 15 to be used. Although the numerical aperture (NA) of the fiber of a quartz system is generally small compared with a multicomponent system, since internal transmittance is high, in a long endoscope, it is easy to acquire a bright image. The dotted line of drawing 11 shows change of a luminosity when the f number of the object lens 17 is changed using the quartz system image guide of NA0.35. Although the f number of the increase in a luminosity of the object lens 17 decreases or more in 1.4 compared with the time of the image guide fiber 15 of a multicomponent system, it is because this has the numerical aperture of the image guide fiber 15 smaller than a multicomponent system. The difference of the luminosity of both when the f number is small is based on the difference of internal transmittance and the core share.

[0030] Although the above was explained focusing on the image guide, this



invention is applicable also to a light guide.

[0031]

[Effect of the Invention] Also in the endoscope observation system for which the core diameter used the image guide whose V value is comparatively small by several micrometers by this invention as explained above, The luminosity of eyepiece optical systems, such as an eyepiece or a relay lens, makes bright conventionally only the luminosity of the objective optical system of an object lens etc. still in [ about the same ] the state as a system.

Therefore, an endoscope observation system brighter than the conventional system can be obtained easily.

---

[Translation done.]

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-202007

(43)公開日 平成6年(1994)7月22日

(51)Int.Cl.<sup>5</sup>

G 0 2 B 23/26

A 6 1 B 1/04

識別記号

A 7408-2K

3 7 0

庁内整理番号

9163-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数3 (全 11 頁)

(21)出願番号 特願平4-349449

(22)出願日 平成4年(1992)12月28日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 小野 勝也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

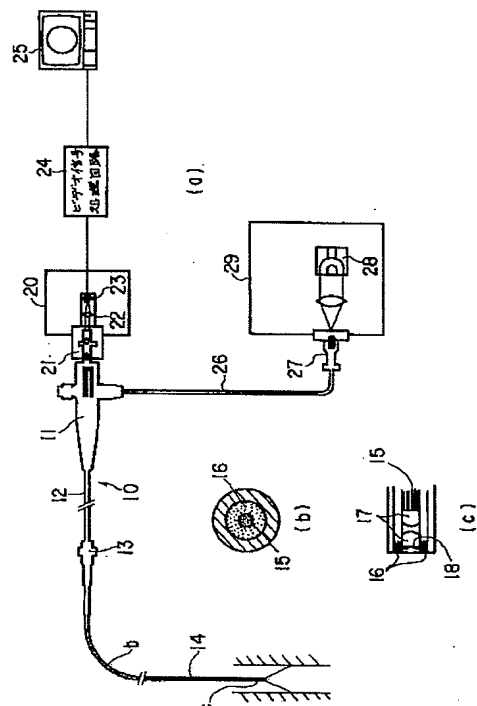
(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54)【発明の名称】 内視鏡観察システム

(57)【要約】 (修正有)

【目的】 部品精度や組立精度が従来並でなおかつ血管用内視鏡など、極細径のイメージガイドを用いた内視鏡観察システムにおいて、十分に明るい内視鏡システムの観察光学系を得ることを目的とする。

【構成】 対物レンズ17と、イメージガイド15と、接眼レンズまたはリレーレンズ22を含む内視鏡観察システムにおいて、対物レンズの射出側開口数(NA)が、接眼レンズまたはリレーレンズの最大入射側開口数(NA)よりも大きい内視鏡観察システム



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】対物光学系と、イメージガイドと、接眼光学系を含む内視鏡観察システムにおいて、対物光学系の最大射出開口数を、接眼光学系の最大入射開口数よりも大きくしたことを特徴とする内視鏡観察システム。

【請求項2】前記イメージガイドの規格化周波数が10以下であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡観察システム。

【請求項3】前記対物光学系の最大射出開口数が前記イメージガイドの開口数より小さいことを特徴とする請求項1または請求項2に記載の内視鏡観察システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、特に、微細径のイメージガイドを用いる内視鏡観察システムに関する。

## 【0002】

【従来の技術】被写体の像をイメージガイドを用いて伝送する一般的な内視鏡観察システムは、そのイメージガイドの入射端面に前記被写体の像を結像させる対物レンズ系と、前記イメージガイドの出射端面の像を拡大観察するための接眼レンズ、あるいはその像をCCD等の受光面に結像させるためのリレーレンズ系とにより構成される。この場合、対物レンズの明るさは、Fナンバが2～4、出射側の開口数(NA)が0.25～0.125程度のものであり、これは、被写界深度と照明系の明るさのバランスを取って決めている。また、接眼レンズあるいはリレーレンズのFナンバは2、その入射側の開口数(NA)は0.25程度のものである。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところで、近年、血管内視鏡として挿入部の外径が数百 $\mu\text{m}$ の細径内視鏡が実用化されている。このような種類の内視鏡はイメージガイドもライトガイドも非常に細いため明るさが不足しがちである。一般に、複数の観察光学系を連結して光学システムを構築する場合、一番暗い光学系の明るさによって光学システムの明るさが決定する。

【0004】そのため、このような光学システムにおいては、被写体の像を伝搬するイメージガイドの前側に位置する光学系の出射側開口数(NA)と、そのイメージガイドの後ろ側に位置する光学系の入射側開口数(NA)をマッチングさせるようにする。例えば、内視鏡システムにおいて一番物体側に近い光学系は対物レンズであり、その対物レンズの出射側開口数が0.25ならば、イメージガイドの開口数は、0.25以上、また、接眼レンズまたはリレーレンズの入射側の開口数は、0.25に設計する。この際、光学系の組立誤差等を考慮して、後ろ側の光学系(この場合、イメージガイドや接眼レンズ等)の明るさに余裕を持たせるのが普通である。そして、この光学システムを明るくするためには、個々の光学系の明るさの全てを上げる必要がある。

【0005】ところが、イメージガイドが細径である、と、接眼レンズやリレーレンズが高倍率になる。このため、従来以上に明るく、つまり、入射側開口数を大きくすると、接眼レンズやリレーレンズの部品精度や組立精度を非常に厳しくする必要があり、好ましくないという事情がある。

【0006】本発明は前記課題に着目してなされたもので、部品精度や組立精度が従来並でなおかつ血管内視鏡など、極細径のイメージガイドを用いる内視鏡観察システムにおいても、十分に明るい観察ができ得るようにすることを目的とする。

## 【0007】

【課題を解決するための手段および作用】本発明は、対物光学系で取り込んだ像をイメージガイドで伝送し、接眼光学系(リレー光学系を含む。)を通じて観察あるいは結像する内視鏡観察システムにおいて、前記対物光学系の最大射出開口数を接眼光学系の最大入射開口数よりも大きくした。また、本発明は、前記イメージガイドの規格化周波数を10以下としたものである。さらに、本発明は、前記対物光学系の最大射出開口数が前記イメージガイドの開口数より小さくしたものである。これらによれば、極細径のイメージガイドにも拘らず、極力明るい観察ができる。

【0008】以下、本発明に到達した経緯を述べる。コア径が波長に対して充分大きい光ファイバーにおける光の伝搬は、一般に幾何光学的に扱えることが知られている。図1で示すように、コア1とクラッド2からなる光ファイバーを想定した場合、この光ファイバーのコア1に入射角 $\theta$ で入射した光線は、その光ファイバーの出射端から、同じ角度 $\theta$ で射出される。このようにコア1の径が波長に対して充分大きい光ファイバーにあっては、光線の入射する角度 $\theta$ が、光ファイバー内で保持されると考えられるため、従前は、接眼レンズまたはリレーレンズの入射側開口数(NA)と対物レンズの射出側開口数(NA)とが同じ値になるように設計されてきた。

【0009】ところが、コア径が波長の数倍程度の、いわゆる微細径の光ファイバーを用いる場合には、光ファイバーを伝搬する光を幾何光学的に扱うことが適当でなく、内視鏡観察システムを波動光学的に扱う必要があると考えられる。そこで、内視鏡観察システムを波動光学的な着眼で検討を行う。

【0010】微細径の光ファイバー内では、波動方程式から導かれる固有方程式を満足する特定の状態(モード)の光のみが伝搬する。これらの個々のモードは、光ファイバーの出射端面上でモードパターンと呼ばれる固有の強度分布が現れる。図2および図3はその出射端面上で、ファイバー中心から半径方向の距離 $r$ ( $\mu\text{m}$ )を横軸とし、縦軸を強度(ピークを1に規格化して表示)とした個々のモードの強度パターンの例を示す。

【0011】次に、図4で示すような座標系を想定し、光ファイバー3の出射端面aから光が出射するとき、配光測定面b上での配光（強度）Iは、個々のモードパターンのフラウンホーファー回析の和であり、これは、次\*

$$u_n(x_i, y_i) = \frac{1}{j \lambda z_i} \exp \left[ j \frac{2\pi}{\lambda} \left\{ z_i + \frac{x_i^2 + y_i^2}{2 z_i} \right\} \right] \iint_{-\infty}^{\infty} v_n(x_0, y_0) \exp \left[ -j 2\pi \left( \frac{x_i x_0 + y_i y_0}{\lambda z_i} \right) \right] dx_0 dy_0$$

$$I(x_i, y_i) = \sum_n a_n u_n^2(x_i, y_i) \quad (n \text{ は整数})$$

ここで、 $v_n$ は、ファイバーの出射端面a上での個々のモードの振幅を表す関数であり、 $u_n$ は配光測定面bでの個々のモードの振幅、 $a_n$ はモード関数の大きさを表す係数、 $\lambda$ は波長、 $z_i$ は図1で示す座標系においてファイバーの出射端面aから配光測定面bまでの距離、 $x_0$ 、 $y_0$ は出射端面a上の座標、 $x_i$ 、 $y_i$ は配光測定面bでの座標、 $n$ は各モードを示す添字である。

【0013】図5および図6は前述した光ファイバーでの各モードパターンにそれぞれ対応した配光測定面b上での個々のモードパターンを示す。横軸は出射角度 $\theta$ であり、縦軸は任意スケールでピークを1に規格化して表示する。ところで、対物レンズのFナンバーまたは開口数が変わると、光ファイバー内を伝搬する各モードの強度の比率が変わるため、光ファイバーの出射端面a上のモードパターンも変化する。すると、配光測定面b上での個々のモードの配光パターンも、それに応じて変わる。出射端面a上での各モードパターンを合成した強度分布、配光測定面b上での各モードパターンを合成した強度分布も、それに応じてそれぞれ変わる。

【0014】各開口数に応じた光ファイバーの出射端面a上の合成強度分布は図7～図10における各分図

(a)で示される。この各分図(a)はある1つのファイバー中心から半径方向の距離 $r$  ( $\mu\text{m}$ )を横軸とし、縦軸を強度（ピークを1に規格化）として強度パターンを表示する。ここでは隣りのファイバーについての強度パターンも合わせて表示している。

【0015】また、各モードに対応して実際に得られた合成のモードパターンをモード関数でフィッティングした配光測定面b上での強度分布とその配光は、同じく図7～図10における各分図(b)で示される。この各分図(b)において、横軸は出射角度 $\theta$ であり、縦軸は任意スケールでピークを1に規格化して強度分布を表示する。

【0016】そして、この各分図(b)における実線は前記(1)式による計算値、点線は実測値を示す。ここで、両者は略一致している。これらの測定及び計算に用いたイメージガイドの仕様は以下の通りである。

【0017】コア径 … 2.22  $\mu\text{m}$

NA … 0.5

画素数 … 約3,000

\*の(1)式で表すことができる。

【0012】

【数1】

長さ … 1.5 m

V値 … 6.34 ( $\lambda = 550 \text{ nm}$ )

ところで、接眼レンズやリレーレンズを通して得られる像の明るさは、それらレンズ系の開口の内側を通ってきた光の総量である。それは、前記(1)式で得られた配光強度のうち、開口の内側に相当する部分を積分したものとなる。よって、この開口の内側に相当する範囲（例えばFナンバーが2のときは片側が、14.5°以内）における光量であり、この光量が増えれば、得られる像は明るくなる。

【0018】しかるに、幾何光学的に扱える光ファイバーにおいては、対物レンズの出射開口数(NA)を接眼レンズ、あるいはリレーレンズの入射側の最大開口数

(NA)より大きくしても、得られる像は明るくなることはない。これは、対物レンズの開口のうち接眼レンズの最大の開口より大きい部分の光は、全て接眼レンズ側の開口の外側を通り、けられてしまうからである。

【0019】これに対して、コア径が数 $\mu\text{m}$ の光ファイバーの場合には、対物レンズの開口数を大きくすると、一部のモード（例えば高次のモード）の強度分が増すことが分かった。

【0020】すなわち、そのような種類の光ファイバーにおいて個々のモードの配光を調べてみると、その各モードは、全て接眼レンズの最大の開口（例えば、Fナンバーが2ならば片側14.5°）の内側に強度を持つため、接眼レンズの最大開口より対物レンズの開口を大きくしたとき、得られる像の明るさが増すことになる。

【0021】なお、後述する図11で示すように、イメージガイドの出射側Fナンバーを「2」に固定し、対物レンズのFナンバーを変化させたときの出射側総光量比を示す。これによると、対物レンズが出射側光学系のFナンバーより明るくなっても、依然として光量が増加していくことが分かる。接眼レンズの最大の開口より対物レンズの開口を大きくすれば、得られる像の明るさが増す。

【0022】

【実施例】以下、実施例に基づいて更に具体的に説明する。図12は本発明の一実施例を適用した血管用内視鏡システムの概略的な構成を示す。この内視鏡10は手元部11から可撓性の延長管12および把持部13を介して可撓性の挿入部14を延出している。これらの内部に

はイメージガイドファイバ15とライトガイドファイバ16が配設されており、同図の分図(b)で示すようにイメージガイドファイバ15を中心に配置し、ライトガイドファイバ16はその外側に同心的に配置されている。

【0023】同図の分図(c)で示すように、挿入部14の先端部においてイメージガイドファイバ15の入射先端面の前方には、対物光学系を構成する2つの対物レンズ17と絞り18が設けられている。この絞り18の開口は固定であり、このため、対物光学系の開口数はその対物レンズ17のFナンバによって定まり、それが対物光学系の最大射出開口数である。

【0024】内視鏡10の手元部11における接眼部にはイメージガイドファイバ15の出射端面が配置されている。内視鏡10の接眼部にはTVカメラ20が着脱自在に取り付けられており、TVカメラ20にはフォーカス調整・イメージサイズ調節機構21およびリレーレンズ22が設けられており、これらが接眼光学系を構成している。これを通じて前記内視鏡側のイメージガイドファイバ15の出射端面の像を固体撮像素子23の受像面に結像するようになっている。固体撮像素子23からの撮像信号はビデオ信号処理回路24で映像信号に変換され、観察モニタ25に伝送される。一方、前記ライトガイドファイバ16の手元側はケーブル26を通じてコネ\*

$$\text{接眼レンズFNo.} = \frac{1}{2 \times \text{入射NA}} \quad (2)$$

この場合、内視鏡10の対物レンズ17のFナンバを変えたときの画像の明るさの変動を、図11の実線で示す。対物レンズ17のFナンバがリレーレンズ22のFナンバより明るくなっても光量が増加していることがわかる。

【0028】ファイバーの開口数(NA)より、対物レンズの出射側開口数(NA) (1/2 Fナンバ) が小さいとき、光量の増加の割合は大きく、ファイバーの開口数を超えると増加の割合は小さくなる。また、対物レンズの出射側開口数は、イメージガイドの開口数を超えると、フレアやクロストークによる画質の劣化が目立つよ※

$$V = \frac{2\pi}{\lambda} a \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$$

また、使用するイメージガイドファイバ15は、石英系のイメージガイドでも良い。石英系のファイバーは一般に多成分系に比べて開口数(NA)は小さいが、内部透過率が高いため長尺の内視鏡においては明るい像が得易い。図11の点線はNA0.35の石英系イメージガイドを用い、対物レンズ17のFナンバを変えたときの明るさの変動を示す。多成分系のイメージガイドファイバ15のときと比べて、対物レンズ17のFナンバが1.4以上では明るさの増加が少なくなるが、これはイメージガイドファイバ15の開口数が多成分系よりも小さいためで

\*クタ27に導かれ、ランプ28を有した光源装置29に対して着脱自在に接続される。

【0025】このような構成のシステムは、内視鏡部が独立しているため、ディスポ(使い捨て)化に適している。また、使用部位が異なり、必要な明るさが異なる場合でも、内視鏡部を取り替えるだけで対応できる。さらに、TVカメラ20や光源装置29のスペックアップもシステム全体を変更せずに、個々のパーツを変更するのみで対応できるため、非常に経済的である。

【0026】TVカメラのリレー光学系の(最大)入射側開口数(NA)は、0.25であり、対物レンズ17の出射側開口数(NA)は、約0.36(Fナンバ14)である。イメージガイドファイバ15はコア径2μm、3000画素、開口数0.5、長さ3.5mの多成分系のものを使用する。なお、リレーレンズ系ではなく、接眼レンズを用いて物体像を観察するシステムの場合は、リレーレンズのNAの代わりに接眼レンズのNA(またはFナンバ)を考えればよい。この場合、接眼レンズのFナンバとしては射出側から入射側へ光線を逆追跡するときの値を用いればよく、入射側開口数とは以下の(2)式の関係で結ばれている。

【0027】

【数2】

※うになるので、イメージガイドの開口数以下であることが望ましい。このような光量の増加は、比較的、規格化周波数Vの値の小さいファイバーで顕著であり、特に、V値が10以下のファイバーでの効果が大きい。また、V値がこれより大きくなると幾何光学的領域に近付くため効果が少なくなってしまう。ここでの規格化周波数Vは、次の(3)式で定義される。λは波長、aはコア半径、n<sub>1</sub>、n<sub>2</sub>はそれぞれコアとクラッドの屈折率を表す。

【0029】

【数3】

(3)

ある。なお、Fナンバが小さいときの両者の明るさの差は、内部透過率とコア占有率の差によるものである。

【0030】なお、以上は、イメージガイドを中心に説明したが、本発明はライトガイドにも適用できるものである。

【0031】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、コア径が数μmで、V値が比較的小さいイメージガイドを用いた内視鏡観察システムにおいても、接眼レンズあるいはリレーレンズ等の接眼光学系の明るさは、従来

システム並のまま、対物レンズ等の対物光学系の明るさのみ、明るくすることにより、従来のシステムより明るい内視鏡観察システムを簡単に得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】幾何光学的なファイバーにおける光の伝搬とその入射角と出射角の関係を説明する図。

【図2】光ファイバーの出射端面上でのモードパターンの強度分布を示す図。

【図3】光ファイバーの出射端面上でのモードパターンの強度分布を示す図。

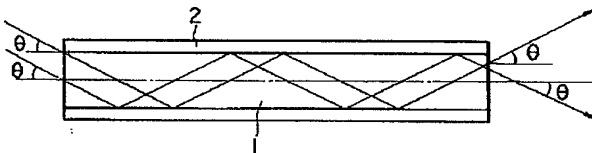
【図4】ファイバー端面から出射する光の配光測定面上での配光（強度）を求める座標系を示す図。

【図5】光ファイバーでの各モードパターンにそれぞれ対応した配光測定面上での個々のモードパターンを示す図。

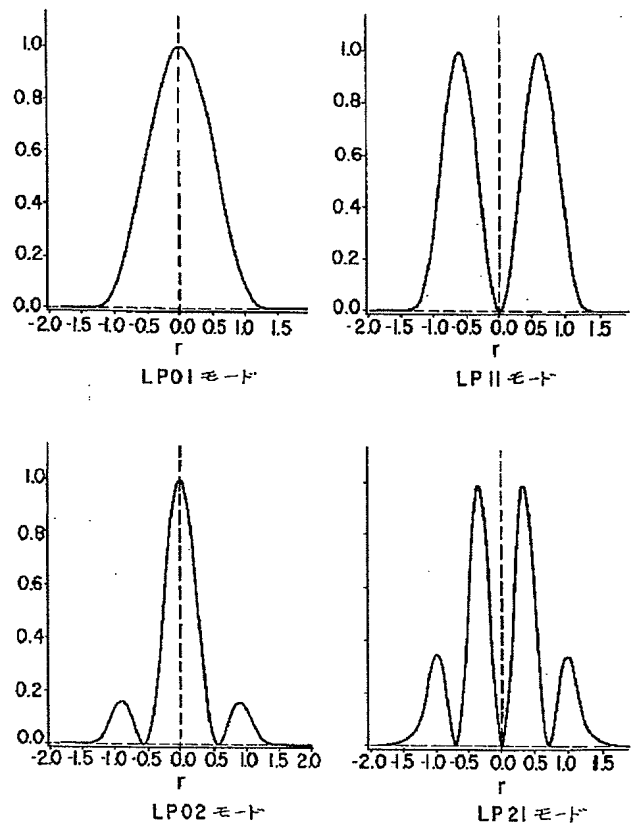
【図6】光ファイバーでの各モードパターンにそれぞれ対応した配光測定面上での個々のモードパターンを示す図。

【図7】開孔数が0.13の場合であって、(a)は出射端面上で合成のモードパターンとその配光を示す図、(b)は配光測定面上で合成のモードパターンとその配光を示す図。

【図1】



【図2】



\* 【図8】開孔数が0.25の場合であって、(a)は出射端面上で合成のモードパターンとその配光を示す図、(b)は配光測定面上で合成のモードパターンとその配光を示す図。

【図9】開孔数が0.40の場合であって、(a)は出射端面上で合成のモードパターンとその配光を示す図、(b)は配光測定面上で合成のモードパターンとその配光を示す図。

【図10】開孔数が0.55の場合であって、(a)は出射端面上で合成のモードパターンとその配光を示す図、(b)は配光測定面上で合成のモードパターンとその配光を示す図。

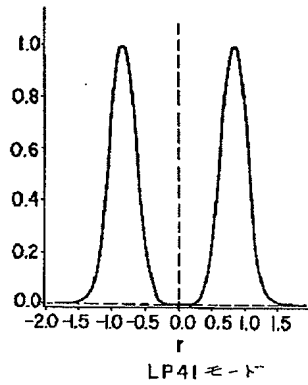
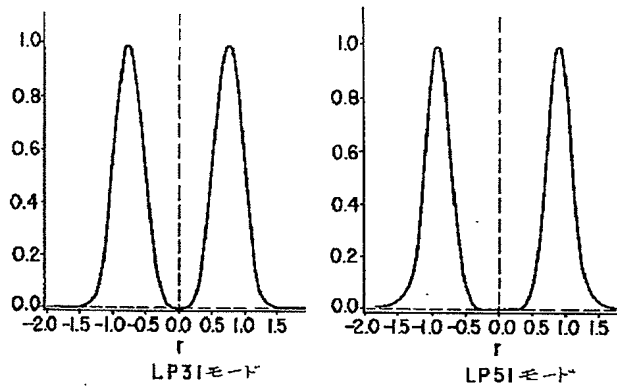
【図11】図5～図8のデータを計算及び実測値を求めるときに用いたイメージガイドの仕様を示す図。

【図12】内視鏡観察システムの概略的な構成の一例を示す説明図。

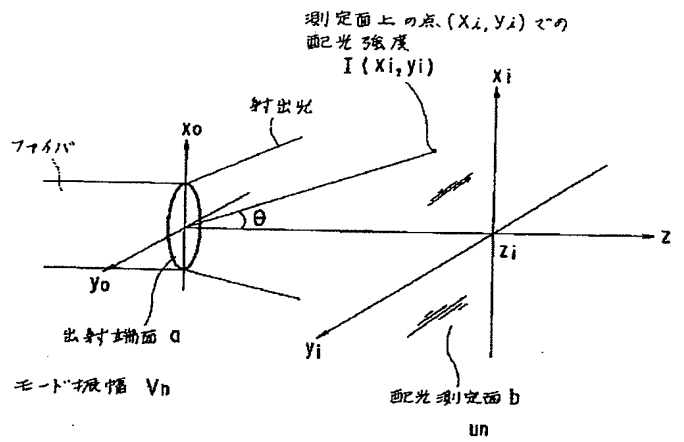
【符号の説明】

1…コア、2…クラッド、3…光ファイバー、10…内視鏡、15…イメージガイドファイバ、16…ライトガイドファイバ、17…対物レンズ、21…フォーカス調整・イメージサイズ調節機構、22…リレーレンズ、a…出射端面、b…配光測定面。

【図3】

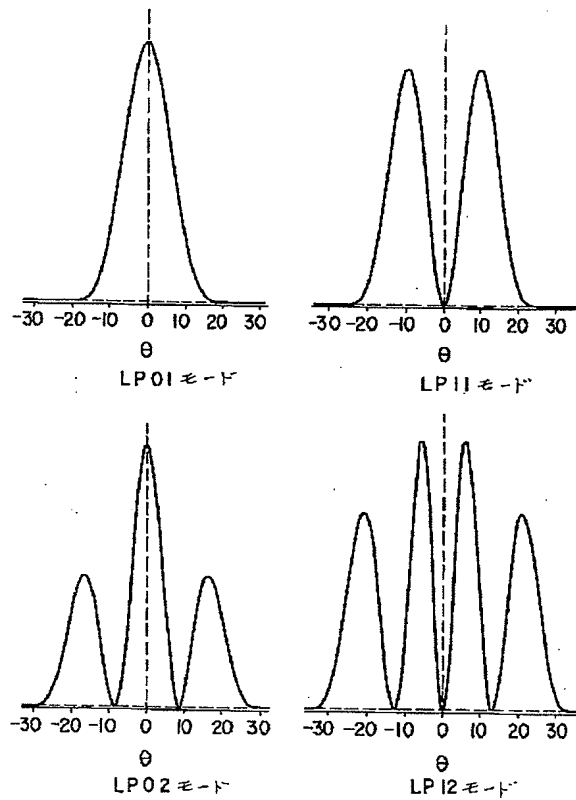


【図4】

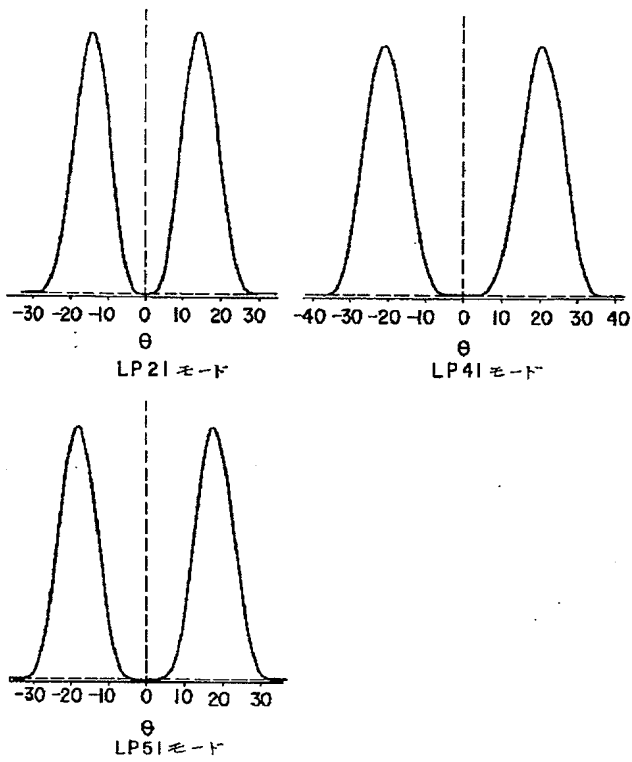


式(1)の座標系

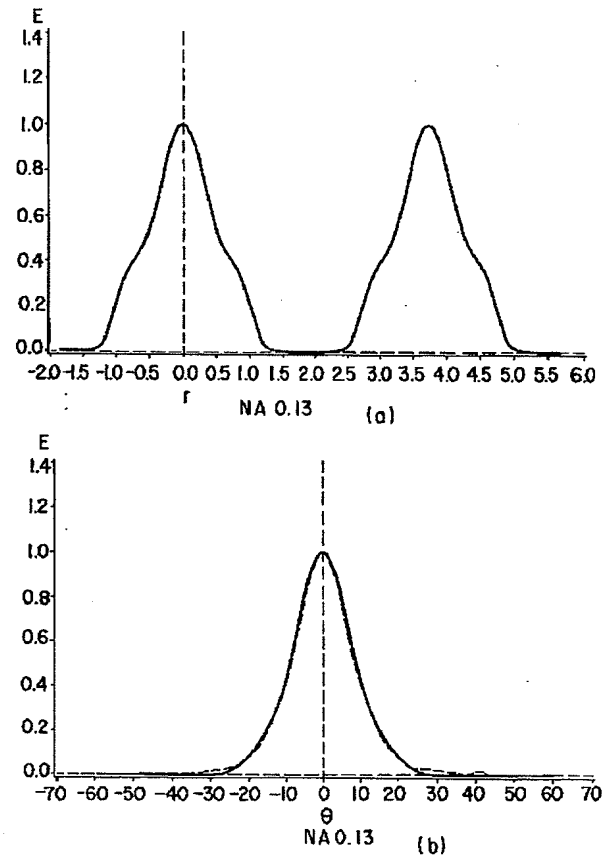
【図5】



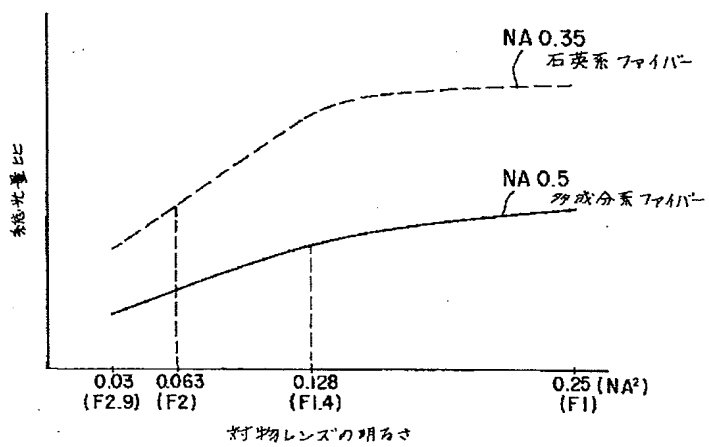
【図6】



【図7】

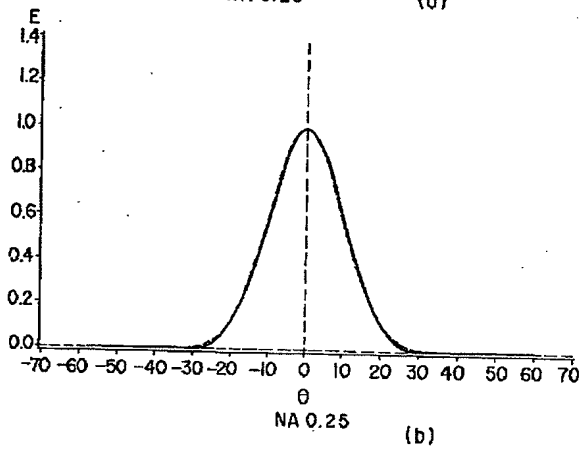
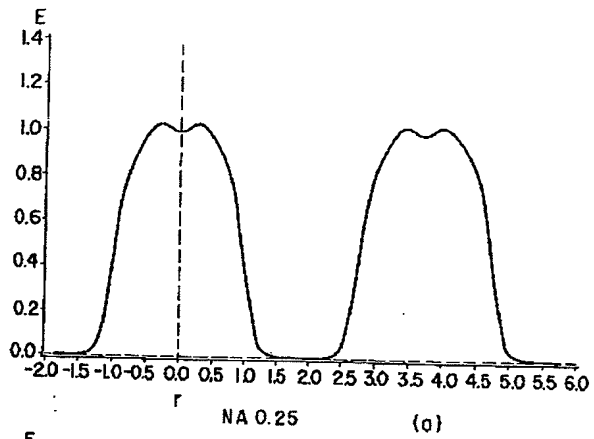


【図11】

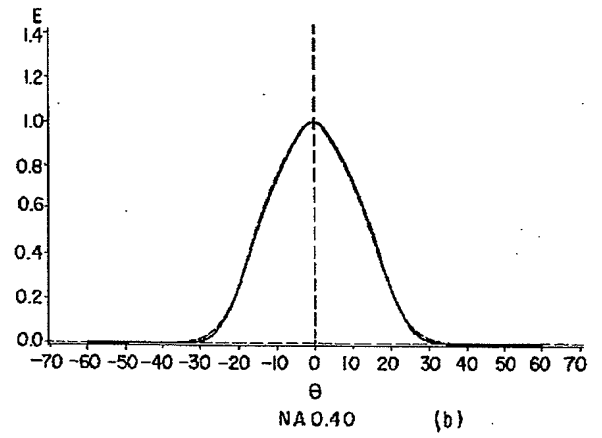
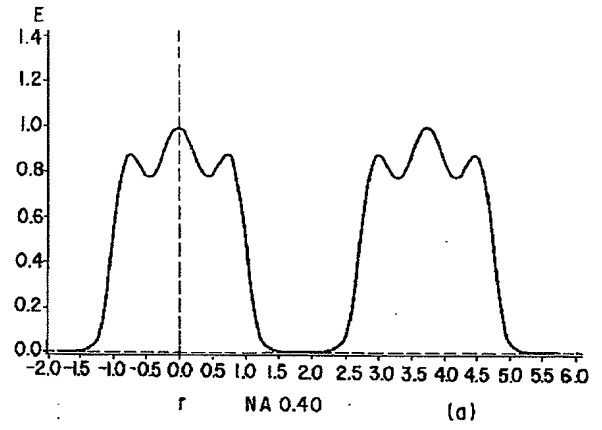




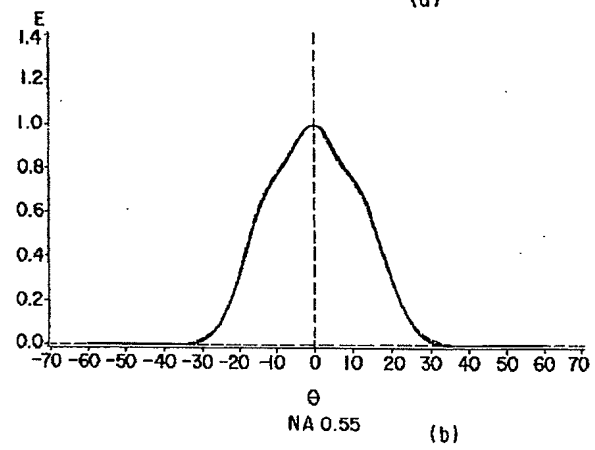
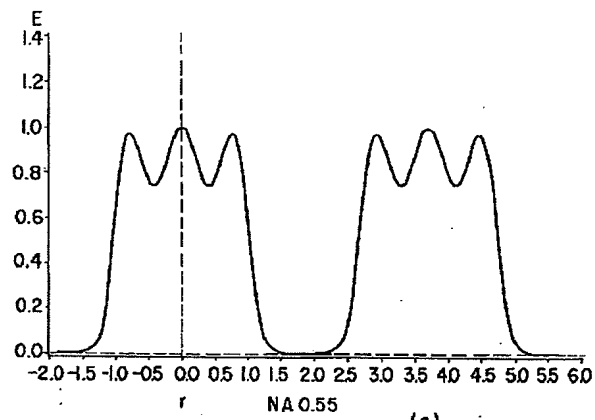
【図8】



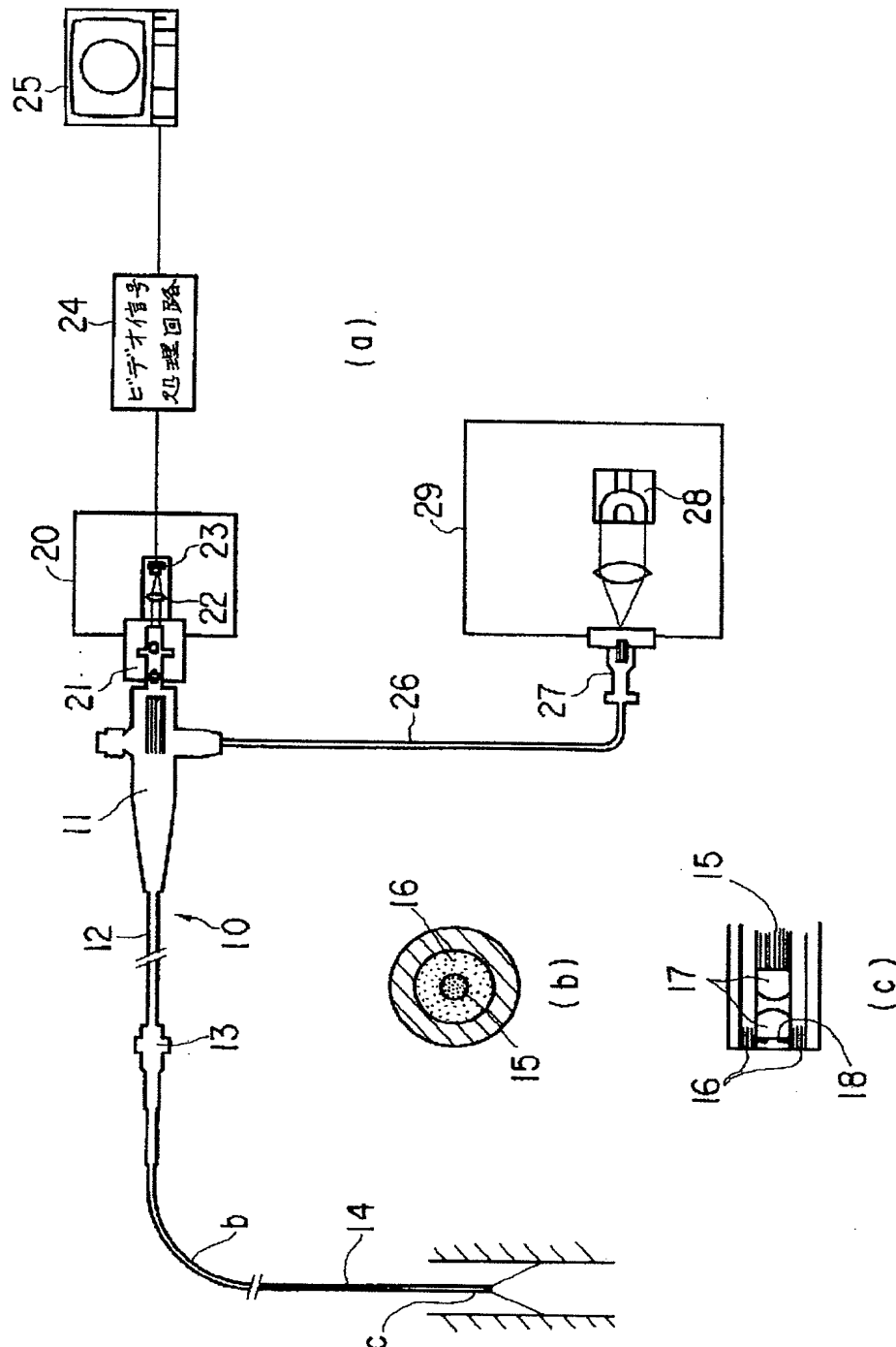
【図9】



【図10】



【図12】



## 【手続補正書】

【提出日】平成5年3月23日

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

## 【補正内容】

【0011】次に、図4で示すような座標系を想定し、光ファイバー3の出射端面aから光が出射するとき、配光測定面b上での配光（強度） $I$ は、個々のモードパターンのフラウンホーファー回折の和であり、これは、次

の(1)式で表すことができる。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0019

【補正方法】変更

【補正内容】

【0019】これに対して、コア径が数 $\mu\text{m}$ のV値の小さい(例えば10以下)の光ファイバーの場合には、対物レンズの開口数を大きくすると、一部のモード(例えば高次のモード)の強度分が増すことが分かった。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0021

【補正方法】変更

【補正内容】

【0021】なお、後述する図11で示すように、イメージガイドの出射側Fナンバを「2」に固定し、対物レンズのFナンバを変化させたときの出射側総光量比を示す。これによると、対物レンズが出射側光学系のFナンバより明るくなっても、依然として光量が増加していくことが分かる。このように接眼レンズの最大の開口より対物レンズの開口を大きくすれば、得られる像の明るさが増す。これらの効果はV値の小さい(例えば10以下程度)の光ファイバーの場合において、特に顕著である。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0026

【補正方法】変更

【補正内容】

【0026】TVカメラのリレー光学系の(最大)入射側開口数(NA)は、0.25であり、対物レンズ17の出射側開口数(NA)は、約0.36(Fナンバ1.4)である。イメージガイドファイバ15はコア径 $2\mu\text{m}$ 、3000画素、開口数0.5、長さ3.5mの多成分系のもを使用する。なお、リレーレンズ系ではなく、接眼レンズを用いて物体像を観察するシステムの場合は、リレーレンズのNAの代わりに接眼レンズのNA(またはFナンバ)を考えればよい。この場合、接眼レンズのFナンバとしては射出側から入射側へ光線を逆追跡するときの値を用いればよく、入射側開口数とは以下の(2)式の関係で結ばれている。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】図面の簡単な説明

【補正方法】変更

【補正内容】

【図面の簡単な説明】

【0001】

【図1】幾何光学的なファイバーにおける光の伝搬とその入射角と出射角の関係を説明する図。

【0002】

【図2】光ファイバーの出射端面上でのモードパターンの強度分布を示す図。

【0003】

【図3】光ファイバーの出射端面上でのモードパターンの強度分布を示す図。

【0004】

【図4】ファイバー端面から出射する光の配光測定面上での配光(強度)を求める座標系を示す図。

【0005】

【図5】光ファイバーでの各モードパターンにそれぞれ対応した配光測定面上での個々のモードパターンを示す図。

【0006】

【図6】光ファイバーでの各モードパターンにそれぞれ対応した配光測定面上での個々のモードパターンを示す図。

【0007】

【図7】開口数が0.13の場合であって、(a)は出射端面上で合成のモードパターンを示す図、(b)は配光測定面上での配光を示す図。

【0008】

【図8】開口数が0.25の場合であって、(a)は出射端面上で合成のモードパターンを示す図、(b)は配光測定面上での配光を示す図。

【0009】

【図9】開口数が0.40の場合であって、(a)は出射端面上で合成のモードパターンを示す図、(b)は配光測定面上での配光を示す図。

【0010】

【図10】開口数が0.55の場合であって、(a)は出射端面上で合成のモードパターンを示す図、(b)は配光測定面上での配光を示す図。

【0011】

【図11】接眼FNo. 2のときの対物FNo. と出射総光量比の関係を示す図。

【0012】

【図12】内視鏡観察システムの概略的な構成の一例を示す説明図。

【0013】

【符号の説明】

1…コア、2…クラッド、3…光ファイバー、10…内視鏡、15…イメージガイドファイバ、16…ライトガイドファイバ、17…対物レンズ、21…フォーカス調整・イメージサイズ調節機構、22…リレーレンズ、a…出射端面、b…配光測定面。